

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001-85200

(P2001-85200A)

(43)公開日 平成13年3月30日 (2001.3.30)

(51)Int.Cl.⁷

H 05 H 13/04

識別記号

F I

テマコード(参考)

H 05 H 13/04

G 2 G 08 5

E

N

審査請求 未請求 請求項の数3 O L (全7頁)

(21)出願番号 特願平11-259889

(22)出願日 平成11年9月14日 (1999.9.14)

(71)出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(72)発明者 平本 和夫

茨城県日立市大みか町七丁目2番1号 株式会社日立製作所電力・電機開発研究所内

(72)発明者 秋山 浩

茨城県日立市大みか町七丁目2番1号 株式会社日立製作所電力・電機開発研究所内

(74)代理人 100075096

弁理士 作田 康夫

Fターム(参考) 2G085 AA13 BA04 BA13 BA20 BC01
BC08 BE05 CA16 DA02 DA08
EA07 EA10

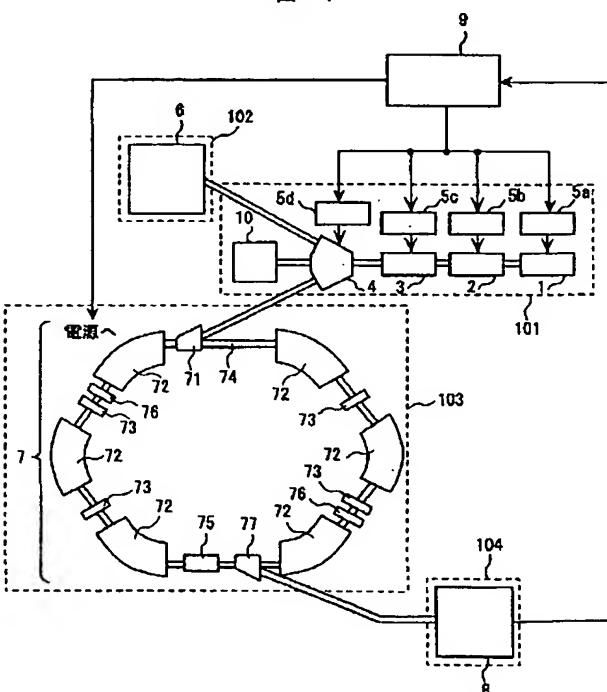
(54)【発明の名称】 加速器システム

(57)【要約】

【課題】小型かつ安価で、更にビームの利用効率の高い加速器システムを提供することにある。

【解決手段】イオンビームを発生するイオン源1と、イオン源1で発生したイオンビームを加速する前段加速器2、3と、前段加速器2、3で加速したイオンビームを標的に照射してラジオアイソトープを製造するR I 製造装置6と、前段加速器2、3で加速したイオンビームを入射して加速した後出射するシンクロトロン7と、前段加速器2、3で加速したイオンビームをR I 製造装置6及びシンクロトロン7のどちらか一方に入射させる切替電磁石4とを備えた。

図 1



【特許請求の範囲】

【請求項1】イオンビームを発生するイオン源と、前記イオン源で発生したイオンビームを加速する前段加速器と、前記前段加速器で加速されたイオンビームを標的に照射してラジオアイソトープを製造するR I 製造装置と、前記前段加速器で加速されたイオンビームを入射して加速した後出射するシンクロトロンと、前記前段加速器で加速されたイオンビームを前記R I 製造装置及び前記シンクロトロンのどちらか一方に入射させる切替電磁石とを備えたことを特徴とする加速器システム。

【請求項2】前記シンクロトロンから出射されたビームを癌患者の患部に照射する照射装置と、前記患部の位置変化を測定する位置変化測定手段とを有し、前記切替電磁石は、前記位置変化測定手段による測定結果に基づいてイオンビームを前記シンクロトロンに入射させることを特徴とする請求項1記載の加速器システム。

【請求項3】前記切替電磁石は、複数の鋼板を積層して構成される積層電磁石であることを特徴とする請求項1及び2のいずれかに記載の加速器システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、イオンビームを加速して医療に利用する加速器システムに係り、特に、加速したイオンビームを効率良く利用することができる加速器システムに関する。

【0002】

【従来の技術】加速したイオンビーム（以下、ビームという）を医療に利用する加速器システムとしては、癌患者の患部にビームを照射することにより癌治療を行う加速器システムが知られている。その一例として、特開平7-303710号公報には、患者の患部の動きに応じて発せられる入射のためのトリガー信号に基づいて、イオン源及び前段加速器を動作させてビームをシンクロトロンに入射し、シンクロトロンにおいてビームを加速して、そのビームを患者の患部に照射する加速器システムについて記載されている。

【0003】また、加速したビームを医療に利用する他の加速器システムとして、Proc. of the second Int'l Symp. on PET in Oncology May 16-18, 1993, Sendai Japanには、窒素ガス等の標的にビームを照射することにより診断用のラジオアイソトープ（以下、R I という）を製造する加速器システムについて記載されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】上述した癌治療用の加速器システム及びR I 製造用の加速器システムは、それぞれ医療に用いられるものであるので、同一施設内に設置されることが考えられるが、どちらの加速器システムも大型の装置であり、2つの加速器システムを同一施設内に設置するにはかなりの設置スペースが必要となるため、装置の小型化が要求されている。また、装置の小型

化と共に、装置の製作コストの低減も要求されている。

【0005】更に、癌治療用の加速器システムの場合、イオン源で発生するビームを利用するにはシンクロトロンに対して入射を行う僅かな時間だけであり、シンクロトロンにおいて加速や出射を行っている間は、イオン源で発生するビームは利用されていない。従って、ビームの利用効率が悪い。

【0006】なお、シンクロトロンにおいてビームの加速や出射を行っている間はイオン源や前段加速器を停止させることもできるが、そうするとイオン源及び前段加速器の稼働率が低くなり、好ましくない。

【0007】本発明の目的は、小型かつ安価で、更にビームの利用効率の高い加速器システムを提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成する本発明の特徴は、イオンビームを発生するイオン源と、前記イオン源で発生したイオンビームを加速する前段加速器と、前記前段加速器で加速されたイオンビームを標的に照射してラジオアイソトープを製造するR I 製造装置と、前記前段加速器で加速されたイオンビームを入射して加速した後出射するシンクロトロンと、前記前段加速器で加速されたイオンビームを前記R I 製造装置及び前記シンクロトロンのどちらか一方に入射させる切替電磁石とを備えたことにある。

【0009】前段加速器で加速されたイオンビームをR I 製造装置及びシンクロトロンのどちらか一方に入射させる切替電磁石を備えたことにより、シンクロトロンでイオンビームが必要とされているときにはイオンビームをシンクロトロンに入射させ、シンクロトロンにおいてイオンビームが必要とされていないときにはイオンビームをR I 製造装置に入射させることができるために、イオン源にて発生されたイオンビームがR I 製造装置若しくはシンクロトロンにおいて常に利用されており、ビームの利用効率を向上させることができる。特に、本発明のように、断続的にビームを必要とするシンクロトロンと継続的にビームを必要とするR I 製造装置とでイオン源及び前段加速器を共用することで、ビームの利用効率が一層高くなる。

【0010】また、R I 製造装置とシンクロトロンとで、イオン源及び前段加速器を共用するため、R I 製造装置とシンクロトロンのそれぞれに対して別々にイオン源や前段加速器を設ける場合と比較して、装置を小型化でき、かつ製作コストも低減することができる。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例を図面を用いて詳細に説明する。

【0012】図1は、本発明の好適な一実施例である加速器システムの構成図を示す。本実施例の加速器システムは、図1に示すように、イオンビーム（以下、ビーム

という)を発生するイオン源1、ビームを加速する高周波四重極ライナック2(以下、RFQ2という)、同じくビームを加速するドリフトチューブライナック3(以下、DTL3という)、ビームを偏向してビーム軌道を調節する切替電磁石4、各装置に電力を供給する電源5a～5d、ビームを用いてラジオアイソトープ(以下、RIという)を製造するRI製造装置6、ビームを任意のエネルギーまで加速して出射するシンクロトロン7、シンクロトロン7から出射されたビームを癌患者の患部に照射する照射装置8、及び各装置を制御する制御装置9等により構成される。なお、本実施例では、前段加速器としてRFQ2及びDTL3の2つの加速器を用いているが、前段加速器としてサイクロトロンや静電加速器を用いても良い。

【0013】図1の加速器システムの動作について説明する。まず、制御装置9から電源5aに対して、イオン源1においてビームを発生するために必要とされる電圧の値が出力される。また、制御装置9から電源5aに対して電圧値が出力されるのと同時に、制御装置9から電源5b、5c、5dのそれぞれに対して電圧値或いは電流値が出力される。なお、電源5bにはイオン源1において発生したビームを加速するのにRFQ2で必要とされる高周波電圧値、電源5cにはRFQ2で加速されたビームを更に加速するのにDTL3で必要とされる高周波電圧値、そして電源5dにはDTL3で加速されたビームをRI製造装置6に導くために切替電磁石4で必要とされる電流値が、それぞれ制御装置9から与えられる。

【0014】電源5aは、制御装置9から与えられた値の電圧をイオン源1に対して出力する。電圧が印加されたイオン源1は、その電圧の値に応じてビームを発生し、そのビームをRFQ2に出力する。電源5bは、制御装置9から与えられた値の高周波電圧をRFQ2に対して出力し、高周波電圧が印加されたRFQ2は、その高周波電圧に応じてイオン源1から出力されたビームを加速して、加速したビームをDTL3に出力する。電源5cは、制御装置9から与えられた値の高周波電圧をDTL3に対して出力し、高周波電圧が印加されたDTL3は、その高周波電圧に応じてRFQ2から出力されたビームを加速して、加速したビームを切替電磁石4に出力する。電源5dは、制御装置9から与えられた値の電流を切替電磁石4に対して出力し、電流が供給された切替電磁石4は、その電流に応じた磁場を発生してDTL3から出力されたビームを偏向し、ビーム軌道を調節してビームをRI製造装置6に導く。RI製造装置6は、切替電磁石4を介して入力されたビームを、標的(例えば窒素ガス)に照射することによりRIを製造する。図2(a)は、イオン源1で発生するビームの電流値を示す。図2(a)に示すように、イオン源1においてビームは一定周期でパルス状に発生する。このようなビーム

は、制御装置9から電源5aに対して一定周期でパルス状に電圧値を指示することで得られる。図2(b)は、電源5dから切替電磁石4に与えられる電流値を示し、ビームをRI製造装置6に導くときには電流Iaが供給される。図2(c)は、RI製造装置6に入力されるビームの電流値を示し、図のように切替電磁石4に電流Iaが供給されているときにRI製造装置6にパルス状のビームが入力される。

【0015】制御装置9には、照射装置8より入射指令及び出射指令が入力される。なお、照射装置8からの入射指令及び出射指令の出力方法については後述する。制御装置9に図2(d)に示すような入射指令が入力されると、制御装置9は、電源5dに対して出力していた電流の値をIaからIbに変更する。なお、電流値Ibは、ビームをシンクロトロン7に導くために切替電磁石4において必要とされる電流値である。電源5dは、制御装置9から入力される電流値に応じて、図2(b)に示すように、出力する電流の値をIaからIbに変更する。それにより、切替電磁石4において発生する磁場も変化し、磁場により偏向されるビームの軌道が変化する。そして、ビームはシンクロトロン7に入射される。シンクロトロン7へのビームの入射が終了したら、制御装置9から電源5dに出力する電流値を再びIbからIaに変更し、それにより電源5dは、図2(b)に示すように、出力する電流の値をIaからIbに変更する。よって、ビームは再びRI製造装置6に入力されることとなる。なお、本実施例の切替電磁石4は、厚さが1[m]程度の磁性鋼板を複数枚積層してなる積層電磁石とし、高速切り替えを実現する。

【0016】シンクロトロン7において、切替電磁石4によって導かれたビームは、入射器71によりシンクロトロン7に入射される。なお、図2(e)は、シンクロトロン7に入射されるビームの電流を示している。図2(b)、(e)に示されるように、切替電磁石4に電流Ibが与えられているときにのみシンクロトロン7にビームが入射される。シンクロトロン7に入射されたビームは、偏向電磁石72が発生する磁場により偏向されて軌道が制御されると共に、四極電磁石73が発生する磁場によりチューンが制御されることによって、真空ダクト74内を安定に周回する。なお、偏向電磁石72及び四極電磁石73にはそれぞれに電源(図示せず)が設けられており、それぞれの電磁石で発生する磁場の強度は、電源から供給される電流によって制御される。更に、その電源から供給される電流は制御装置9によって制御される。

【0017】真空ダクト74内を周回するビームに対して高周波加速空腔75は高周波の電圧を印加し、高周波電圧が印加されたビームはエネルギーが増大する。すなわち、ビームは加速される。なお、ビームのエネルギー増加に伴って、偏向電磁石72及び四極電磁石73で発

せられる磁場の強度も増加させられ、そのことによりビームは真空ダクト74内を安定に周回する。図2(f)は、偏向電磁石72に供給される電流値を示し、ビーム加速時には図示するように供給される電流が上昇する。よって、発生する磁場の強度も増加する。

【0018】高周波加速空腔75によりビームのエネルギーが目標とするエネルギーまで増加されたら、ビームの加速を終了する。その後、図2(d)に示すように照射装置8から制御装置9に対して出射指令が入力されたら、六極電磁石76によりビームに六極磁場を印加してビームに共鳴を発生させ、共鳴により振動振幅が大きくなつたビームを出射器77によりシンクロトロン7から出射する。ビームを出射し終えたシンクロトロン7では、偏向電磁石72が発する磁場の強度が低下させられる。いわゆる、減速が行われる。なお、偏向電磁石72に供給される電流は、図2(f)に示すように、加速終了後から出射が終了するまで一定に保たれ、出射終了後減少させられる。シンクロトロン7から出射されたビームは、照射装置8に輸送され、患者の患部に照射される。なお、図2に示すように、シンクロトロン7においてビームの加速や出射が行われている間もイオン源1ではビームを発生させ、R I 製造装置6にそのビームが供給されている。

【0019】図3は、照射装置8の構成を示す。照射装置8において、シンクロトロン7から出射されたビームは、照射装置8の偏向電磁石81及び四極電磁石82により軌道及びチューンが調節されて走査電磁石83a, 83bに輸送される。走査電磁石83a, 83bは、互いに直交する磁場を発生する電磁石であつて、ビームを偏向して走査する電磁石である。走査電磁石83a, 83bを通過したビームは、線量モニタ84を通り、治療台に固定された患者の患部に照射される。なお、線量モニタ84は、ビームの線量を測定して、測定した線量が予め設定された線量値に達したら制御装置9に対して出射停止指令を出力する。出射停止指令が入力された制御装置9は、シンクロトロン7からのビームの出射を停止する。また、患者には呼吸の流量を測定する流量モニタ85が装着されており、流量モニタ85により測定された呼吸の流量は、比較器86に入力される。比較器86には予め第1設定値及び第2設定値が設定されており、比較器86は、入力された呼吸の流量と第1設定値及び第2設定値とを比較して、呼吸の流量が第1設定値に達したときに入射指令を、呼吸の流量が第2設定値に達したときに出射指令を制御装置9に出力する。

【0020】次に、照射装置8の比較器86における第1設定値と第2設定値の設定方法について説明する。なお、本実施例は、患部が患者の肺の近くにある場合の一例である。図4(a)は患部の位置、図4(b)は流量モニタ85により測定された呼吸の流量、図4(c)は入射指令及び出射指令の出力のタイミングをそれぞれ示

す。本実施例のように患部が患者の肺の近くにあるときは、図4(a)に示すように、患者の呼吸に応じて患部の位置も変動してしまい、ビームを患部に対して正確に照射することが難しくなる。しかし、図4(a), (b)に示すように、患者の呼吸の流量と患部の位置とは同期しており、しかも呼吸の流量が極小値になったときに患部の位置の変動が小さくなることが分かっているため、呼吸の流量が極小値になったときにシンクロトロン7からビームを出射してビームを患部に照射すれば、本実施例のように患部の位置が変動するような場合でも、ビームを患部に対して正確に照射することができる。のために本実施例では、図4(b)に示すように、呼吸の流量の極小値を第2設定値として設定し、図4(c)に示すように、呼吸の流量が極小値になったときに制御装置9に対して出射指令を出力している。また、本実施例では、呼吸の流量が極小値になったときにシンクロトロン7からビームを出射できる状態にしておくために、呼吸の流量の極大値を第1設定値として設定して呼吸の流量が極大値になったときに入射指令を制御装置9に対して出力し、シンクロトロン7にビームを入射するようにしている。

【0021】このように、本実施例では、呼吸の流量が極大値になったときに制御装置9に対して入射指令を与えることにより、切替電磁石4の励磁量が変えられてビームがシンクロトロン7に入射されるので、呼吸の流量が極小値になるときにはシンクロトロン7がビームを出射可能な状態となる。よって、患部に対して正確にビームを照射することができる。なお、本実施例では、患部の位置変化を知るために呼吸の流量を測定する呼吸モニタを使用しているが、患部の位置変化を直接測定する装置（例えば、ひずみセンサーやカメラで撮影した患者の画像を解析する装置）を用いても良い。また、本実施例では、患部が患者の肺の近くにある場合について説明したが、患部が肺から離れた位置にあって位置変動がおこらないような場合には、シンクロトロン7を呼吸の流量に応じて制御する必要はなく、予め決められた一定周期で入射・加速・出射を行わせれば良い。

【0022】本実施例の加速器システムでは、図1に示すように、イオン源1, R F Q 2, D T L 3, 切替電磁石4及び電源5a～5dは前段加速器室101内に配置されており、R I 製造装置6はR I 製造室102に配置されている。また、シンクロトロン7はシンクロトロン室103に配置されており、照射装置8は照射室104に配置されている。前段加速器室101, R I 製造室102, シンクロトロン室103及び照射室104は、それぞれ遮蔽壁によって互いに放射線が遮蔽されている。更に、切替電磁石4とR I 製造装置6との間、及び切替電磁石4とシンクロトロン7との間に設けられたビームの通路（真空ダクト）には、遮蔽シャッター（図示せず）が設けられており、その遮蔽シャッターを閉じることに

よりビーム（放射線）を遮蔽することができる。従つて、例えば、シンクロトロン7の保守や点検を行うために、シンクロトロン室103に作業員が入る場合には、切替電磁石4によりビームをR I 製造装置6に導くと共に、切替電磁石4とシンクロトロン7との間の遮蔽シャッターを閉じることにより、シンクロトロン室103は放射線から完全に遮蔽され、作業員が安全に作業を行うことができる。逆に、R I 製造装置6の保守・点検を行う場合には、切替電磁石4によりビームをシンクロトロン7に導くと共に、切替電磁石4とR I 製造装置6との間の遮蔽シャッターを閉じることにより、R I 製造室102を放射線から完全に遮蔽することができる。なお、R I 製造装置6を保守中で、かつシンクロトロン7にビームを入射しなくても良いとき（シンクロトロン7においてビームを加速中或いは出射中）は、切替電磁石4の励磁を停止して、ビームをビームダンプ10に捨てるか、若しくはイオン源1におけるビームの発生を停止すれば良い。

【0023】以上説明した本実施例では、DTL3の後段に切替電磁石4を設けて、シンクロトロン7でビームが必要とされているときには切替電磁石4によりビームをシンクロトロン7に入射し、シンクロトロン7においてビームが必要とされていないときには切替電磁石4によってR I 製造装置6にビームを入射するため、イオン源1において発生されたビームがR I 製造装置6若しくはシンクロトロン7において常に利用されており、ビームの利用効率を向上させることができる。特に、本実施例のように、断続的にビームを必要とするシンクロトロンと継続的にビームを必要とするR I 製造装置とでイオン源及び前段加速器を共用することで、ビームの利用効率が高くなる。更に、R I 製造装置は低エネルギーで大電流のビームを必要とし、癌治療には高エネルギーで小電流のビームを必要とするため、R I 製造装置と癌治療用のシンクロトロンとの組み合わせは本発明にとって最適な組み合わせである。

【0024】また、R I 製造装置6とシンクロトロン7とで、イオン源1、RFQ2及びDTL3を共用するため、R I 製造装置6及びシンクロトロン7のそれぞれに対して別々にイオン源1やRFQ2、DTL3を設ける場合に比べて、装置を小型化でき、かつ製作コストも低

減することができる。

【0025】なお、本実施例では、R I 製造装置とシンクロトロンとを備えた加速器システムについて説明したが、標的にイオンビームを照射することにより発生させた中性子を癌治療に用いる中性子発生装置とシンクロトロンとを備えた加速器システムであっても、同様に本発明を適用することができる。

【0026】また、本実施例において、切替電磁石4とR I 製造装置6との間にDTLを設けて、R I 製造装置6に入力されるビームを更に加速できるように構成すれば、製造できるR I の種類が増えると共に、R I の製造時間を短縮できる。

【0027】

【発明の効果】本発明によれば、シンクロトロンでイオンビームが必要とされているときにはイオンビームをシンクロトロンに入射させ、シンクロトロンにおいてイオンビームが必要とされていないときにはR I 製造装置にイオンビームを入射させることができるために、イオン源において発生されたイオンビームがR I 製造装置若しくはシンクロトロンにおいて常に利用されており、ビームの利用効率を向上させることができる。

【0028】また、R I 製造装置及びシンクロトロンのそれぞれに対して別々にイオン源や前段加速器を設ける場合に比べて、装置を小型化でき、かつ製作コストも低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の好適な一実施例である加速器システムの構成図である。

【図2】図1の加速器システムにおける各信号の時間変化を示す図である。

【図3】図1の照射装置8の構成図である。

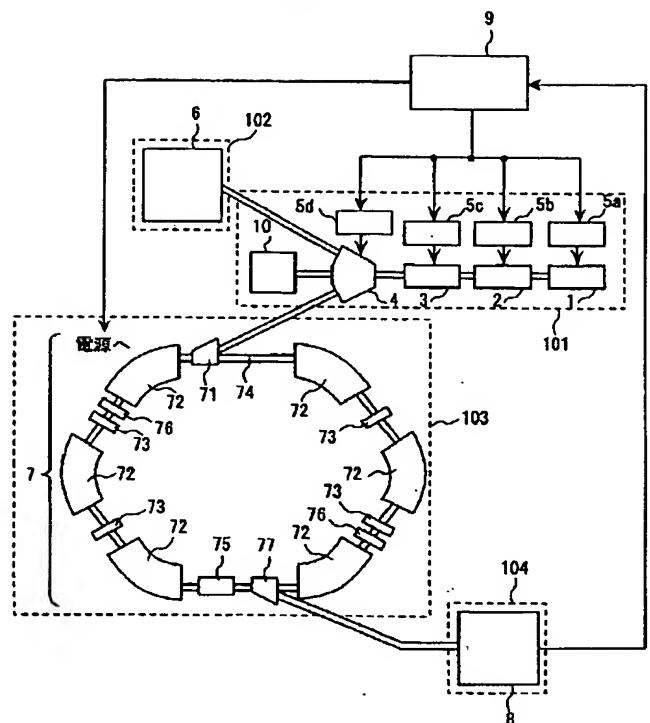
【図4】患部の位置及び患者の呼吸の流量の時間変化と、入射指令及び出射指令の発生のタイミングを示す図である。

【符号の説明】

1…イオン源、2…高周波四重極ライナック（RFQ）、3…ドリフトチューブライナック（DTL）、4…切替電磁石、5a～5d…電源、6…R I 製造装置、7…シンクロトロン、8…照射装置、9…制御装置、10…ビームダンプ。

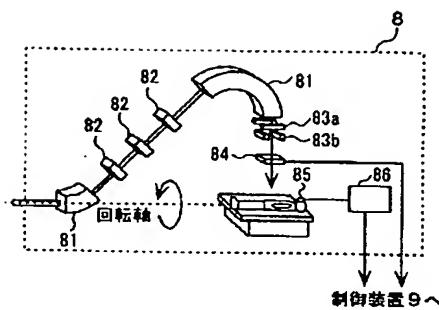
【図1】

図 1



【図3】

図 3



【図2】

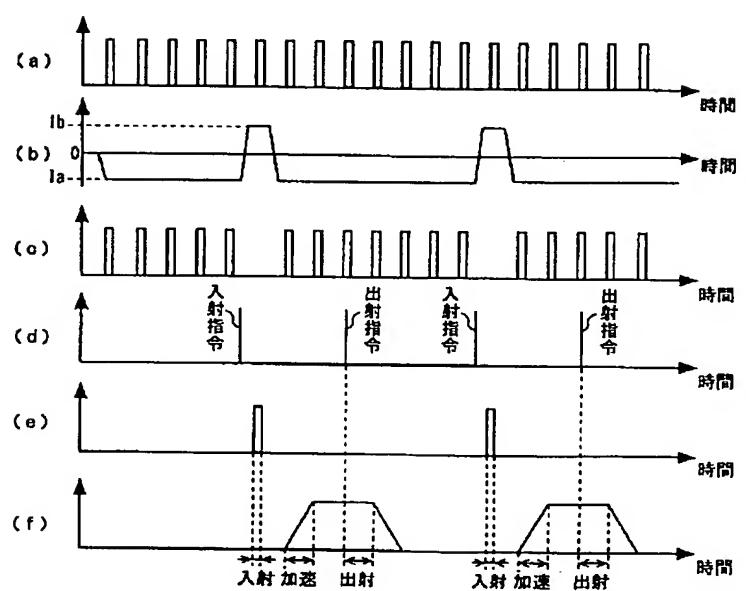


図 2

【図4】

